

Aus der Universitäts-Strahlenklinik Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. med. R. du Mesnil de Rochemont

THESIS

MARBURG

1968

**Isodosen-Bestimmungen
bei Telekobalt-Bestrahlung von
Hirntumoren mit Bleikeilen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Ingrid Klaunig

aus Göttingen

Marburg 1968

Fotodruck: Erich Mauersberger, Marburg



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40153305_0162

Isodosen-Bestimmungen bei Telekobalt-Bestrahlung von Hirntumoren mit Bleikeilen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Ingrid Klaunig

aus Gotenhafen

Marburg 1968

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg a.d.Lahn
am 19. 2. 1968

Gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. med. R. Siegert

Referent: Doz. Dr. R. Schneider

Correferent: Prof.Dr. R. du Mesnil de Rochemont

Inhaltsverzeichnis

Seite

A. Einführender Teil =====	1
I. <u>Einleitung</u>	1
1. Indikationen zur Strahlentherapie von Hirngeschwülsten in Abhängig- keit von der Radiosensibilität der Tumorzellen	1
2. Über die Strahlentoleranz und Strah- lenspätnekrose des Gehirns	2
3. Bestrahlungstypen in der Behandlung von Hirntumoren	4
a. Konventionelle Röntgentherapie mit Stehfeldern unter Kreuzfeuer- bedingungen	4
b. Bewegungsbestrahlung in der kon- ventionellen Röntgentherapie	6
c. Lokale Applikation von radioaktiven Isotopen	10
d. Telekobalt-Bestrahlung mit Steh- feldern unter Kreuzfeuerbedingun- gen (ohne Bleikeil)	12

II. <u>Die Verwendung von Bleikeilen in der Telekobalttherapie</u>	13
1. Vorbemerkungen über das Wesen der Kobalt-60-Strahlung	13
a. Strahlenqualität	13
b. Streuung der Kobaltgammastrahlung	14
c. Absorption im durchstrahlten Gewebe	14
d. Aufbaueffekt	15
e. Relative Tiefendosis	16
2. Keiltypen	17
a. Punktkeil	17
b. Ausgleichskeil	19
c. Plateaukeil	21
d. Harmonischer Keil	21
e. Wirkungsunterschiede zwischen Plateaukeil und harmonischem Keil	22
3. Physikalische Grundlagen	24
a. Aufbaueffekt bei Anwendung von Bleikeilen	25

	Seite
b. Beeinflussung des Isodosenverlaufes durch Bleikeile	25
c. Form, Lage und Größe des Dosisplateaus bei Superposition zweier Keilfelder	27
Veränderung des Dosisplateaus mit:	
c a. dem Keilwinkel und dem Winkel zwischen beiden Keilen	29
c b. dem Abstand zwischen den beiden Keilen	29
c c der Feldbreite	30
c d der Feldlänge	30
4. Vorteile für die Behandlung von Hirntumoren	31
 B. Experimenteller Teil =====	 34
I. <u>Aufgabenstellung</u>	34
II. <u>Methodik</u>	35
1. Strahlenquelle	35
2. Phantom	35

	Seite
3. Bleikeil	37
4. Bestrahlungsanordnung	37
5. Isodosenermittlung mit Hilfe der Filmdosimetrie	40
a. Strahlenexposition der Filme	40
b. Vorgehen beim Photometrieren	41
c. Voraussetzungen zur Ermittlung von Isodosen aus Filmschwärzungen	42
d. Durchführung der Isodosenermittlung aus Filmschwärzungen	45
 <u>III. Ergebnisse und Diskussion</u>	 55
1. Ergebnisse für die Dosisrelation 1:1 von Parietal- zu Temporalfeld	55
2. Ergebnisse für die Dosisrelation 2:1 von Parietal- zu Temporalfeld	58
3. Ergebnis bei Zentrierung von parietalem und temporalem Feld auf 6 cm Herdtiefe	60
4. Vergleich der 3 Gruppen	63
 C. Zusammenfassung =====	 65

A. Einführender Teil

I. Einleitung

1. Indikationen zur Strahlentherapie von Hirn- geschwülsten in Abhängigkeit von der Radio- sensibilität der Tumorzellen

Die Bösartigkeit von Hirntumoren liegt einmal in der Verminderung des für das Gehirn durch die un-nachgiebigen Schädelknochen festgelegten Volumens und ferner in der Zerstörung lebenswichtiger Hirn-regionen (WENDE 1963).

Seit etwa 1918 werden zur Therapie intrakranieller Geschwülste Bestrahlungen vorgenommen: a) als prophylaktische Nachbestrahlung im Anschluß an die radikale Extirpation von verschiedenen, zu Rezidiven neigenden Hirntumoren, b) als ergänzende Kurativbestrahlung nach partieller operativer Entfernung des Tumors, c) als einzig mögliche kurative oder pallia-

tive Maßnahme bei nicht operablen Tumoren. Genau-
so wie bei bösartigen Tumoren anderer Lokalisa-
tion, richtet sich die Indikation zur Strahlen-
therapie von Hirngeschwülsten nach der Strahlen-
empfindlichkeit der Tumorzellen (COCCHI 1959,
1963). Bei den meisten Hirntumoren läßt sich
durch Bestrahlung keine Wachstumshehmung der
Tumorzellen erzielen, sondern nur eine Tumor-
vernichtung durch Erzeugung massiver Nekrosen
(ZÜLCH 1960).

2. Über die Strahlentoleranz und Strahlen- spätnekrose des Gehirns

Zur erfolgreichen Ausführung der Strahlenbehand-
lung ist die Kenntnis der Toleranz des gesunden
Hirngewebes von großer Bedeutung. Entgegen der
früheren Annahme, das Zentralnervensystem sei
weitgehend strahlenresistent, konnten durch eine
große Anzahl klinischer Beobachtungen irreparable
Hirnschädigungen nachgewiesen werden bei Patienten,

die wegen Erkrankungen innerhalb oder in der Nähe dieses Organs bestrahlt worden sind (BERG, HAKANSON und LINDGREN 1964). BODEN publizierte 1950 als erster eine Toleranzgrenze menschlichen Gehirngewebes gegen Strahleneinwirkung (3500 R in 17 Tagen für Felder von mehr als 100 cm^2 bei 200 kV Röntgenstrahlung). Weitere Untersuchungen auf diesem Gebiet wurden u.a. von ZEMAN (1950), ZÜLCH (1960, 1961), COCCHI (1963) durchgeführt. Nach LINDGREN (1958) liegt die niedrigste fraktionierte Dosis (bei 100 cm^2 Feldgröße und 200 bis 400 kV Röntgenbestrahlung), welche bei Erwachsenen eine Hirnnekrose hervorruft zwischen 4250 und 4500 R in 30 Tagen.

Die Toleranzdosis des Hirngewebes ist jedoch nicht als eine definierte Größe anzusehen, denn sie unterliegt relativ großen individuellen Schwankungen (KUTTIG 1961).

Pathogenese und morphologischer Ablauf der Strahlenspätnekrose mitbestrahlter gesunder Hirnanteile

sind noch weitgehend ungeklärt. Nach SCHOLZ (1935) kommt es auf Grund einer Strahlenschädigung des Gefäßsystems zu einer plasmatischen Infiltration des Hirngewebes. Das durch Plasmaaustritt geschädigte Myelin soll zum Antigen werden und eine Antikörperreaktion hervorrufen, welche weiteres Myelin schädigt (ZÜLCH 1961). Die Nekrose beschränkt sich fast ausschließlich auf den Markbereich und hat einen ausgesprochen chronisch-progredienten Verlauf.

3. Bestrahlungstypen in der Behandlung von Hirntumoren

a. Konventionelle Röntgentherapie mit Stehfelddern unter Kreuzfeuerbedingungen

Die Strahlenbehandlung von Hirntumoren erfordert auf Grund der geringen Radiosensibilität der meisten Geschwulstformen die Verabreichung einer hohen Herddosis in stark fraktionierten Bestrahlungsserien (FIEBELKORN 1958). Um eine genügend hohe Dosis an einen beispielsweise in 10 cm Tiefe ge-

legenden Herd heranzubringen, bedient man sich in der konventionellen Röntgentherapie der Kreuzfeuerbestrahlung (WACHSMANN 1953). Dabei wird die gewünschte Herddosis über eine möglichst große Anzahl von Feldern eingestrahlt. Die Felder sind so bemessen und angeordnet, daß sie sich im Tumorgebiet überschneiden und somit den Herd sicher und reichlich erfassen. Bei zentral gelegenen Hirntumoren kann eine ausreichende Anzahl von günstigen Strahleneintrittsfeldern gewählt werden (SGALITZER 1935). Wenn der Tumor jedoch exzentrisch liegt wird es schwierig, genügend große Felder an der tumornahen Seite anzusetzen.

Abgesehen von dieser Schwierigkeit hat die Kreuzfeuermethode nach WACHSMANN weitere Nachteile. Es wird nicht die ganze als Strahleneintrittspforte in Frage kommende Schädelfläche ausgenutzt, weil zwischen den einzelnen Stehfeldern breite Hautbezirke unbestrahlt bleiben müssen, da sonst Dosisüberhöhungen im Bereich der Feldüberschneidungen auftreten. Trotzdem kommt es unter der Haut und in der Tiefe außerhalb des Tumors auf Grund der Feld-

überschneidungen zu Dosisspitzen, so das gesunde Gewebe oft stärker belastet wird als der Tumor. Darüberhinaus ist dieses Verfahren kostspielig, da eine zeitraubende Einstellarbeit entsteht bei der optimalen täglichen Fraktionierung der Dosis der einzelnen Bestrahlungsfelder.

b. Bewegungsbestrahlung in der konventionellen Röntgentherapie

Die Anwendung von Bewegungsbestrahlungen stellt einen Fortschritt in der radiologischen Behandlung von Hirntumoren dar. Als Bewegungsbestrahlung wird ganz allgemein die Bestrahlung mit einem auf der Hautoberfläche wandernden Strahlenkegel bezeichnet. Dabei kann die Bewegung linear (bei der Rotations- und Pendelbestrahlung) oder zweidimensional (bei der Konvergenzbestrahlung) erfolgen (WACHSMANN 1953).

Als Rotationsbestrahlung wird die Form der Bewegungsbestrahlung bezeichnet, bei der der Patient

auf einem Drehpodest sitzend oder stehend in einem unbewegten, horizontal verlaufenden Strahlenkegel gedreht wird (WACHSMANN 1961).

Bei der Pendelbestrahlung (Abb. 1) erfolgt die Bestrahlung des unbeweglich gelagerten Patienten mit Hilfe der um eine horizontale Achse bewegten Röhre (WACHSMANN 1961).

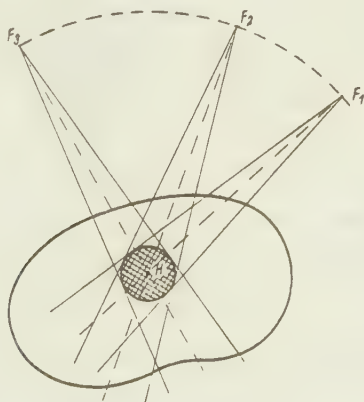


Abb. 1: Prinzip der Pendelbestrahlung.
H = Herd; F_1 , F_2 , F_3 = jeweilige Stellung der Strahlenquelle (nach GLOCKER).

Bei der Konvergenzbestrahlung (Abb. 2) wird schräg unter einen Winkel auf den Herd eingestrahlt, wobei die Röhre gegenüber dem Patienten auf einer Spiralbahn geführt wird (WACHSMANN 1961).

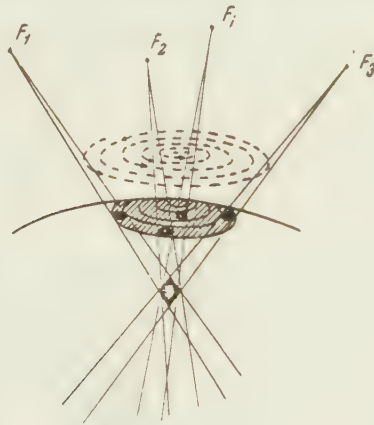


Abb. 2: Prinzip der Spiralkonvergenz.

F_1, F_2, F_3, F_i = jeweilige Stellung der Strahlenquelle (nach GLOCKER).

Im Gegensatz zur Kreuzfeuerbestrahlung mit Stehfeldern wird bei der Bewegungsbestrahlung die ganze, maximal vom Strahlenkegel bestrichene Hautoberfläche

als kontinuierliche Strahleneintrittspforte benutzt. Und da bei einer Sitzung täglich die ganze zur Verfügung stehende Hautfläche als Eintrittspforte benutzt werden kann, läßt sich eine günstigere zeitliche Dosisverteilung erzielen.

Die bei der Stehfeldtherapie vorhandene Beschränkung der Herddosis durch die Hauttoleranzgrenze spielt bei der Bewegungsbestrahlung keine entscheidende Rolle mehr, da die hierbei entstehenden Hautdosen unter den Toleranzgrenzwerten liegen.

Für die Auswahl der jeweils günstigen Art der Bewegungsbestrahlung ist die Lage und Größe des Tumors maßgebend. Ganz allgemein sind Bewegungsbestrahlungen indiziert zur Behandlung kleiner (relativ zur Schädelgröße), genau lokalisierbarer und gut abgegrenzter Geschwülste (WACHSMANN 1953).

Von den Gehirntumoren fallen die Hypophysentumoren in ihren Anwendungsbereich (NADOLNY 1956; KRAUTZUN 1956; RAUSCH 1956).

Mit der konventionellen Röntgentherapie läßt sich also eine ausreichende Herddosis bei Gehirntumoren erzielen, allerdings unter erheblicher Belastung größerer gesunder Hirngewebsbezirke.

Aus diesem Grund hat die konventionelle Röntgenbestrahlung seit Einführung der Hochvolttherapie, die diesen entscheidenden Nachteil weitgehend vermeidet, ihre Bedeutung für die Behandlung von Hirntumoren verloren (LINDGREN 1965).

c. Lokale Applikation von radioaktiven Isotopen

In dem Bestreben, Nebenwirkungen zu vermeiden, die bei der perkutanen Strahlentherapie auftreten, wurden vielfach Versuche gemacht, die Hirngeschwülste, vor allem Glioblastome, einer intratumoralen Bestrahlung mit radioaktiven Isotopen zuzuführen. KLAR u. MITARB. (1954) beschrieben eine Methode, bei der nach operativer Entfernung des Tumors das gewonnene Volumen mit radioaktiven Kobaltperlen ausgefüllt wird, die auf einem Nylonfaden aufge-

reicht sind. Das Fadenende wird aus dem Schädel herausgeleitet. Sobald die errechnete Herddosis erreicht ist, können die Perlen durch Herausziehen des Fadens entfernt werden. Diese Kobalt-60-Kontaktbestrahlung soll sich auf einen Saum von 10 mm Tiefe erstrecken und alle nicht radikal resezierten Tumorreste erfassen. Dieselbe Methode wurde mit günstigen Ergebnissen von KAHR u. HEPPNER (1958) angewandt.

Nach autoptischen Erfahrungen von LUND (1957) hat die Methode jedoch den Nachteil, daß unregelmäßige Randzonen der Resektionshöhle nicht von der Strahlennekrose erfaßt werden. Dadurch kann das Tumorstadium an diesen Stellen fortschreiten.

MUNDINGER (1958) versuchte eine wirksame Herdbestrahlung durch Implantation von Radio-Tantal während der Operation. Die Tantaldrahtchen (pro cm^3 Tumorstadium 1 Drahtstückchen mit einer Aktivität von 0,08 mC) verbleiben im Tumor und erzeugen bei einer HWZ von 111 Tagen bis zu ihrem endgültigen

Zerfall eine kontinuierliche, protahierte Bestrahlung.

Neben radioaktiven Partikeln finden auch flüssige Isotope Anwendung. Es wurde bei kleinen, subtotal resezierten Hemisphärentumoren postoperativ eine an Graphit adsorbierte Radiogoldlösung infiltriert. Dadurch ließ sich eine homogene Bestrahlung erzielen, und die Behandlung wurde gut vertragen (MUNDINGER 1956; MUNDINGER, NOETZEL, RIECHERT 1959).

d. Telekobalt-Bestrahlung mit Stehfeldern unter Kreuzfeuerbedingungen (ohne Bleikeil).

Bei Telekobalt-Bestrahlung über mehrere Felder, die in einem bestimmten Winkel zueinander angeordnet sind, kommt es auf Grund der Feldüberschneidung zu Dosisspitzen im gesunden Gewebe (BECKER u. KUTTIG 1963). Darüberhinaus wird bei Verwendung von entgegengesetzten Feldern gesundes Gewebe der Gegenseite unnötig bestrahlt, was bei einseitigen, die Mittellinie nicht überragenden Tumoren nicht sinnvoll wäre.

II. Die Verwendung von Blei- keilen in der Telekobalt- therapie

Keilförmige Bleiabsorber, kurz als Bleikeile bezeichnet, dienen zur Erzielung einer geeigneten Verteilung der Dosis im Tumorgebiet. Durch ihre Anwendung bei der Telekobalttherapie läßt sich darüberhinaus eine genügend hohe Dosis im Herdgebiet applizieren unter weitgehender Schonung des den Tumor umgebenden gesunden Gewebes.

1. Vorbemerkungen über das Wesen der Kobalt-60- Strahlung

a. Strahlenqualität

Kobalt-60 ist ein Gammastrahler mit den beiden monochromatischen Strahlungen von 1,17 und 1,33 Me V. Eine zusätzlich auftretende geringfügige Betastrahlung wird schon in der die Quelle umgebenden Kapsel vollständig absorbiert (BRODA 1953).

Die Gammastrahlung von Kobalt-60 ist in ihrer Wirkung etwa vergleichbar der Röntgenbremsstrahlung, die beim Abbremsen von Elektronen entsteht, deren Energie 2,5 - 3 Me V beträgt (VIETEN 1961).

b. Streuung der Kobaltgammastrahlung

Da mit wachsender Strahlenenergie die Streuung quantitativ abnimmt, spielen bei der Kobaltgammastrahlung praktisch nur noch die durch Comptonprozesse entstehenden Elektronen eine Rolle. Diese werden aber infolge der hohen Strahlenenergie in Richtung der auslösenden Strahlung gestreut (WACHSMANN 1961). Daraus resultiert eine Bündelung der Strahlung, welche zu einer Verminderung der Raumdosis und damit zu einer Strahlenentlastung des gesamten Organismus führt (EICHHORN 1956).

c. Absorption im durchstrahlten Gewebe

Die Absorption im durchstrahlten Gewebe ist im Energiebereich der Kobaltgammastrahlung gering

und für Gewebe unterschiedlicher Dichte wegen des fast vollständigen Fehlens von Photoprozessen und des Rückgangs der Comptonprozesse zur Gewebedichte proportional (WACHSMANN 1961). Durch diese gleiche spezifische Absorption wird eine übersichtliche Dosisverteilung gewährleistet.

d. Aufbaueffekt

Ein für den Verlauf der Tiefendosis von Kobalt-60-Strahlung sehr wichtiger Effekt besteht darin, daß der für die Dosishöhe maßgebende Strom von sekundär durch die Gammaquanten ausgelösten Elektronen nach der Tiefe zu aufgebaut wird. Durch die hohe Quantenenergie der Strahlung werden im Gewebe vorzugsweise solche Sekundärelektronen ausgelöst, die infolge ihrer hohen Energie weitgehend vorwärtsgerichtet das Volumenelement ihrer Entstehung verlassen und in darunter gelegenen Schichten immer neue Elektronen auslösen (Elektronen-Kaskade). Durch diesen Vorgang steigt die Zahl der Elektronen von der Oberfläche nach der Tiefe zu so lange an, bis sich ein Gleichgewicht zwischen den in das Volumenelement

eintretenden und daraus austretenden Elektronen einstellt (Elektronengleichgewicht). Damit ist das Dosismaximum, welches bei der Kobaltgammastrahlung in einer Gewebetiefe von 4 - 5 mm auftritt, erreicht (FRISCHBIER u. KUTTIG 1961). Dieser als Aufbaueffekt bezeichnete Vorgang führt zu einer Entlastung der Hautoberfläche. Nach Messungen von HULTBERG u. MITARB. (1959) beträgt die Oberflächendosis bei einem FHA von 50 cm je nach der angewendeten Feldgröße etwa 30 bis 60 % der Maximaldosis in 4 - 5 mm Tiefe.

Der hautschonende Effekt wird aber nur bei steilem Strahleneinfall gewährleistet. Trifft die Strahlung unter einem Winkel von weniger als 60° auf die Haut, dann rückt das Dosismaximum näher zur Oberfläche, der Aufbaueffekt vermindert sich und der hautschonende Effekt wird aufgehoben (BOMPIANI 1957; ZDANSKY 1960).

e. Relative Tiefendosis

Für die Tiefenwirkung einer Strahlung stellt die

relative Tiefendosis ein anschauliches Maß dar. Als Bezugswert für die Angabe relativer Tiefendosiswerte gilt der maximale Dosiswert, welcher in der Telekobalttherapie infolge des Aufbaueffektes 4 - 5 mm unter der Haut auftritt (BIRKNER u. POHLE 1965). Durch die geringe Schwächung der Kobaltgammastrahlung und den Aufbaueffekt lassen sich günstigere relative Tiefendosen erzielen als in der konventionellen Röntgentherapie (WACHSMANN 1961).

2. Keiltypen

a. Punktkeil

Der sogenannte Punktkeil stellt die allgemeinste Form eines Absorbers zur beliebigen Isodosenverformung dar. Er dient einmal dazu, Niveauunterschiede der Hautoberfläche, die den Isodosenverlauf beeinflussen, zu kompensieren (ELLIS u. MITARB. 1961 - Abb. 3a) und ferner in gewissen Grenzen

auch zur Modifizierung der Isodosenkurven bei Strahleneinfall auf gerade Oberflächen (SUNDBOM u. MITARB. 1964 - Abb. 3b). Der Absorber wird

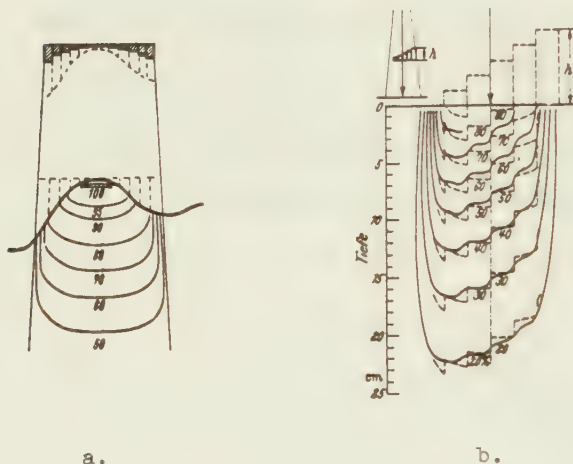


Abb. 3: Isodosenkurven bei Anwendung von Punktkeilen.

- a. Kompensation von Niveauunterschieden der Körperoberfläche (ELLIS u. MITARB.).
- b. Modifizierung der Isodosen bei Strahleneinfall auf eine gerade Oberfläche (SUNDBOM u. MITARB.).

für jeden einzelnen Fall aus quadratischen Messing- oder Bleiklötzchen auf einer mit rechteckigen Löchern versehenen Aluminiumplatte konstruiert. Die jeweils notwendige Absorptionsdicke (Höhe des Klötzchens) wird am Patienten durch Auslotung mit Hilfe einer siebartigen Plexiglasschablone und eines kalibrierten Abstandstiftes bestimmt. Der Absorber wird etwa 20 cm von der Körperoberfläche im Strahlenfeld angebracht, damit der hautschonende Aufbaueffekt der Kobaltgammastrahlung erhalten bleibt (ELLIS u. MITARB. 1961).

b. Ausgleichskeil

Die in der konventionellen Röntgentherapie verwendeten Ausgleichskeile sind aus dünnen Kupferblechen konstruiert, haben ihre größte Dicke in der Mitte und sind nach beiden Seiten hin abgeflacht. Sie werden fokusnah angebracht und bewirken durch Absorption eine Drosselung der Strahlenintensität in der Mitte des Strahlenquerschnitts. Da aber andererseits durch die in der Mitte des Feldes gelegene größte Schicht-

dicke des Keils auch eine Aufhärtung der Strahlung stattfindet, wird die relative Tiefenwirkung der Strahlung gerade in der Mitte vergrößert. Diese gegenläufige Wirkung hat zur Folge, daß sich nur in einer bestimmten Gewebetiefe eine ausgeglichene Dosisverteilung erzielen läßt (DU MESNIL DE ROCHEMONT 1958).

Den Ausgleichskeilen, die bei Röntgenstrahlen höherer Energie verwendet werden, fällt im Prinzip dieselbe Aufgabe zu. Gammastrahlen mit einer Energie über 2 Me V weisen wegen der Bündelung erhebliche Intensitätsunterschiede innerhalb des Strahlenquerschnitts auf. Die Strahlenintensität fällt von ihrem Maximum im Zentralstrahl nach den Feldrändern steil ab. Um eine ausgeglichene Dosisverteilung im Bereich der gesamten Felddtiefe zu erreichen werden Absorber verwendet, welche durch Schwächung des zentralen Anteils des Strahlenkegels eine Abflachung der Isodosen bewirken (WEITZEL 1961). Entsprechend den stark gekrümmten Isodosen müssen die Absorber in der Mitte dicker sein als an den Rändern. Die

Absorber haben hier aber keine Filterwirkung und beeinflussen folglich die Strahlenqualität nicht.

c. Plateaukeil

Der Plateaukeil (Abb. 4a) ist dadurch charakterisiert, daß er zunächst mit konstantem Winkel ansteigt und dann noch innerhalb des Strahlenquerschnitts in einem Plateau endet. Er bedeckt nicht die ganze Feldbreite, sondern läßt an seinem dünnen Ende einen freien Spalt. Mit einer Anordnung, bei der zwei Zehntel der Feldbreite unbedeckt, sechs Zehntel von dem Keil und zwei Zehntel vom Plateau eingenommen werden, lassen sich nach GROOM (1951) die besten Dosisverhältnisse in der konventionellen Röntgentherapie erzielen.

d. Harmonischer Keil

Der harmonische Keil (Abb. 4b) steigt mit konstantem Winkel an und wird so im Strahlenkegel angebracht, daß er die gesamte Feldbreite bedeckt.

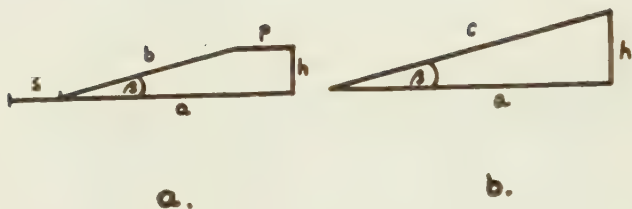


Abb. 4: a. Plateaukeil im Querschnitt.

a = Feldbreite, s = freier Spalt,

b = Keilabschnitt, p = Plateau,

β = Keilwinkel, h = Plateauhöhe.

b. Harmonischer Keil im Querschnitt.

a = Feldbreite, h = maximale Keildicke,

β = Keilwinkel (nach KUTTIG u. HERBIG).

e. Wirkungsunterschiede zwischen dem Plateaukeil
und dem harmonischen Keil

Beide Keiltypen bewirken durch Schwächung der einen
Hälfte des Strahlenkegels eine Neigung der Isodosen

relativ zu der Achse des Zentralstrahls (WEITZEL 1961). Der von BUSH (1949) beschriebene harmonische Keil hat den Vorteil, daß er für jede Feldbreite anwendbar ist, weil an jedem Punkt die Dicke der Metallschicht durch ihre Entfernung von der Keilspitze bestimmt wird. In der konventionellen Röntgentherapie ist jedoch die Dosisleistung bei Verwendung des harmonischen Keils unbefriedigend. Sie beträgt nach GROOM (1951) nur 60 % derjenigen, die sich bei Anwendung eines geeigneten Plateaukeils erzielen läßt. Das Verhältnis der Bestrahlungszeiten 1,7 : 1 (harmonischer Keil : Plateaukeil) zeigt deutlich die bessere Eignung des Plateaukeils für die Orthovolttherapie. Dabei muß in Kauf genommen werden, daß jede Feldbreite einen speziellen Keil erfordert.

Vergleichende Untersuchungen mit den zwei Keiltypen in der Telekobalttherapie zeigten eine gute Übereinstimmung der beiden bezüglich der relativen Tiefendosis und der Basisbreite der Isodosen an der Oberfläche (KUTTIG u. HERBIG 1965). Daraus resultiert,

daß der einfacher zu handhabende harmonische Keil sich zur Anwendung in der Telekobalttherapie eignet. Von KUTTIG u. MITARB. wurde ein harmonischer Bleikeil entwickelt, der universell für alle Feldbreiten Verwendung finden kann.

3. Physikalische Grundlagen

Die physikalischen Grundlagen der Telekobalttherapie unter Verwendung von Bleikeilen, die im wesentlichen auf Untersuchungen von COHEN, BURNS u. SEAR (1960) zurückgehen, werden im Folgenden zusammengefaßt dargestellt. COHEN u. MITARB. konstruierten Keile aus übereinander geschichteten Bleiplatten, die in ihrer Wirkung einem harmonischen Keil gleichkommen. Die notwendige Keildicke wurde mit Hilfe einer Absorptionskurve von Kobalt-60-Gammastrahlen in Blei ermittelt.

a. Aufbaueffekt bei Anwendung von Bleikeilen

Von großer praktischer Bedeutung war die Frage, inwieweit das Einbringen von Bleikeilen in den Strahlenkegel den für die Kobaltgammastrahlung charakteristischen Aufbaueffekt beeinflusst würde. COHEN u. MITARB. konnten zeigen, daß fokusnahe Bleikeile den Aufbaueffekt nicht wesentlich verändern. Von FRISCHKORN u. LINDEN (1964) wurden diese Untersuchungen bestätigt.

b. Beeinflussung des Isodosenverlaufes durch Bleikeile

Ferner wurde die Dosisverteilung über die Feldbreite bei Telekobaltbestrahlung mit Bleikeilen untersucht. Die Isodosenlinien verlaufen weitgehend geradlinig und fast parallel über die gesamte Feldbreite mit einer Neigung gegen den Zentralstrahl, welche von dem Keilwinkel abhängig ist.

Nach einer Darstellung von STENDER u. HAGEMANN (1965) läßt sich der Neigungswinkel Ω durch Anlegen von

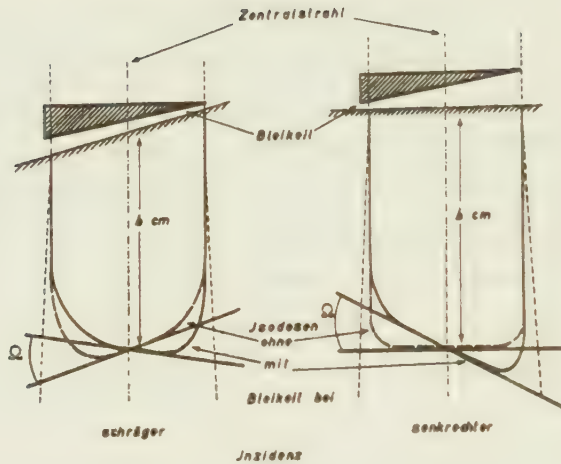


Abb. 5: Darstellung des Neigungswinkels Ω zwischen den mit und ohne Bleikeil gewonnenen Isodosen bei schrägem und senkrechtem Strahleneinfall (nach STENDER u. HAGEMANN).

Tangenten an die mit und ohne Bleikeil gewonnenen Isodosen in ihrem Schnittpunkt mit dem Zentralstrahl bestimmen (Abb. 5). Die Tangenten sollen in einer Tiefe von 6 cm angelegt werden (VAN DE GEIJN 1962). Durch einen Keilwinkel von 15° läßt sich beispiels-

weise eine Isodosenneigung von 45° gegenüber dem Zentralstrahl erzeugen (KUTTIG u. HERBIG 1965).

c. Form, Lage und Größe des Dosisplateaus bei
Superposition zweier Keilfelder

COHEN u. MITARB. stellten fest, daß bei Benutzung der ultraharten Strahlung von Kobalt-60 das Verhältnis der Oberflächendosis (Dosis in 5 mm Gewebetiefe) in den Eintrittspforten zur mittleren Tumordosis durch die Verwendung von zwei sich überschneidenden Keilfeldern günstiger gestaltet werden kann.

Die Superposition zweier Keilfelder ermöglicht die Entstehung eines Bereiches gleicher Dosis. Dieses sogenannte Dosisplateau entspricht in Abhängigkeit von der Isodosenneigung der Einzelfelder weitgehend der Überschneidungszone der beiden Strahlenbündel. Es umfaßt den Dosisbereich innerhalb der 90 %-Isodose. Je nach Anwendung lassen sich Verhältnisse der Dosiswerte bilden, wobei entweder das Maximum im Dosisplateau oder ein anderer charakteristischer

Punkt im Strahlenfeld (z.B. die Oberflächendosis irgendeines bestimmten Strahlenkegels) als Bezugswert gleich 100 % gesetzt wird.

Es wurde die Abhängigkeit der Form, Lage und Größe des Plateaus von dem Keilwinkel, dem Winkel θ zwischen den beiden Keilen, dem Abstand s der Keile, der Feldbreite a und der Feldlänge untersucht (Abb. 6).

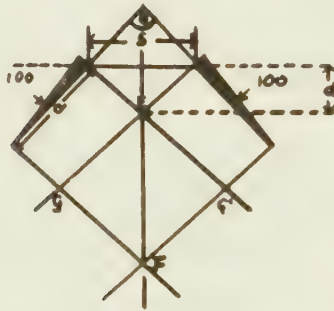


Abb. 6: Darstellung des geometrischen Überschneidungsbereiches EGFG von zwei Keilfeldern.
 θ = Winkel zwischen den beiden Keilen,
 s = Abstand zwischen den Keilen, a = Feldbreite (nach COHEN u. MITARB.).

- c a) Veränderung des Dosisplateaus mit dem Keilwinkel und dem Winkel Θ zwischen den beiden Keilen

Der Verlauf der Isodosen wird von dem Keilwinkel beeinflusst. Für jeden Keil gibt es ein Winkelpaar Θ_1 und Θ_2 zwischen denen der Winkel Θ liegen muß, damit das Plateau dem geometrischen Bereich der Feldüberlagerung EGFG' entspricht. Bei Überschreitung dieser Grenzen für den Winkel Θ entstehen im Grenzfall $\Theta = 0^\circ$ einfache Gegenfelder, wie sie gelegentlich bei Kehlkopfbestrahlungen angewendet werden und bei $\Theta = 180^\circ$ zwei parallele Felder. In beiden Grenzfällen wird jedoch nicht mehr das geforderte Dosisplateau gebildet. Unter diesen Voraussetzungen und für den Fall, daß die Größen s , a und der Keilwinkel konstant bleiben, bestimmt der Winkel Θ die Form des Plateaus. Mit zunehmendem Winkel Θ wächst die Höhe des Plateaus, während GG' abnimmt. Das Verhältnis EF/GG' ist gegeben durch $\tan \Theta/2$.

- c b) Veränderung des Dosisplateaus mit dem Abstand s zwischen den beiden Keilen.

Der Abstand s zwischen den Keilen ist bei Konstanz

der übrigen Variablen verantwortlich für die räumliche Lage des Plateaus. Mit steigendem Abstand s nimmt die absolute Tiefe d des Plateaus zu.

c c) Veränderung des Dosisplateaus mit der
Feldbreite a

Die Feldbreite a bestimmt den Querschnitt und damit das Volumen konstanter Dosis im Überschneidungsgebiet. Höhe EF und Breite GG' des Plateaus sind direkt proportional zur Feldbreite a . Da die Feldbreite a umgekehrt proportional zum Winkel θ zwischen den Keilen ist, wird der Bereich von θ mit zunehmender Feldbreite immer kleiner, wenn der Vorteil eines genau definierten Plateaus erhalten bleiben soll.

c d) Veränderung des Dosisplateaus mit der
Feldlänge

Die Feldlänge hat praktisch keinen Einfluß auf das Plateau.

4. Vorteile für die Behandlung von Hirntumoren

Die Vorteile, welche sich aus der Anwendung von Kobalt-60-Gammastrahlen in der Teletherapie von Hirntumoren ergeben, sind häufig beschrieben worden. Abgesehen von der hohen relativen Tiefendosis, brachte diese Therapieform eine merkliche Entlastung der Oberfläche infolge des Aufbaueffektes (KUTTIG 1960). Wegen der gleichen spezifischen Absorption in verschiedenen dichten Geweben kommt es zu keiner nennenswerten Schwächung der Strahlung durch die Schädelknochen. Daraus resultiert eine bessere Dosisverteilung und ferner ein zusätzlicher Dosisgewinn in der Tiefe. Hierdurch wird es möglich, die gleiche Herddosis wie in der konventionellen Röntgentherapie über eine geringere Anzahl von Bestrahlungsfeldern zu erzielen (FRISCHBIER u. KUTTIG 1961). Im allgemeinen reichen 2 Stehfelder unter Kreuzfeuerbedingungen aus.

Die Anwendung der Kobaltbewegungsbestrahlung zur Behandlung von Hirntumoren hat eine begrenzte Bedeutung, weil das mit ihr erzielbare Dosismaximum

eng umschrieben ist und deswegen die Gefahr besteht, daß Tumorausläufer nicht miterfaßt werden. Indiziert ist die Kobaltpendelbestrahlung bei Hypophysentumoren, weil hier das Tumolvolumen klein und gut zu lokalisieren ist (KUTTIG u. FRISCHBIER 1960; LÜHR 1962; BUTTENBERG 1964).

Für die Stehfeldbestrahlung werden schräge, in einem Winkel bis zu 90° stehende Felder empfohlen (KUTTIG 1960). Infolge der schrägen Einstrahlung auf gekrümmte Oberflächen und der Kombination von mehreren Feldern kann es im gesunden Gewebe zu Dosisüberhöhungen kommen. Ein Ausgleich der Oberfläche mit Bolusmaterial ist nicht möglich, weil dadurch der hautschonende Aufbaueffekt verloren gehen würde (KUTTIG 1960).

Es werden daher Keile aus Blei in den Strahlengang gebracht, welche die Dosisverteilung an die anatomischen Gegebenheiten und an das Tumolvolumen anpassen, Dosisspitzen im gesunden Hirngewebe verhindern und somit die allgemeine Verträglichkeit der Strahlen-

behandlung verbessern. Angaben über die klinische Verwendung von zusätzlichen Bleikeilen in der Telekobalttherapie von Hirntumoren wurden u. a. gemacht von KUTTIG (1960); BECKER u. KUTTIG (1963); VADURA u. ZÁMEČNÍK (1964); STENDER u. HAGEMANN (1965); LINDGREN (1965).

B. Experimenteller Teil

=====

I. Aufgabenstellung

Die folgenden eigenen Untersuchungen befassen sich mit der Fragestellung, welche 2-Felder-Bestrahlungsanordnungen in der Telekobalttherapie mit Bleikeilen bei Gehirntumoren zweckmäßig sind zur Erzielung einer ausreichenden Anpassung der Dosisverteilung an das Tumorgebiet unter weitgehender Schonung des gesunden Gewebes.

Dabei interessierten nur Großhirntumoren, die im parietotemporalen Bereich hinter der Orbita lokalisiert sind und die Mittellinie nicht überschreiten. Diese Tumoren lassen sich wegen ihrer exzentrischen Lage und wegen ihrer Größe zum übrigen Schädel nicht mit der Bewegungsbestrahlung angehen.

II. M e t h o d i k

1. Strahlenquelle

Zur Durchführung der Untersuchungen stand als Strahlenquelle das Telekobalt-Therapiegerät "Gammatron 1" der Siemens-Reiniger-Werke Erlangen mit einer Ladung von 2000 Ci zur Verfügung.

2. Phantom

Als Phantom diente ein keilförmiger Plexiglashohlkörper, der in einem Holzgehäuse befestigt war (Abb. 7). Das Phantom wurde mit einer 7,5 %igen Wasser-Kochsalzlösung (Dichte 1,040) gefüllt. Der Schwächungskoeffizient dieser Lösung betrug in einer Tiefe von mehr als 6 cm 0,0507 und war damit, unter Berücksichtigung der zusätzlich durchstrahlten Haut-Knochen-Schicht, den von BOTTLE u. LÖHR bestimmten Schwächungskoeffizienten der Gehirnsubstanz (Tabelle 1) vergleichbar.

Material	x/min	$\mu \text{ [cm}^{-1}\text{]}$	$\frac{1}{\mu}$
Luft	81,4	-	-
Plexiglas	84,0	0,0606	17,7
Paraffin-MgO	82,3	0,0413	24,3
Araldit-D	84,0	0,0606	17,7
Araldit-F	84,0	0,0606	17,7
Leguval-N 20	84,0	0,0606	17,7
Leguval mit Luftblaseneinschlüssen	84,1	0,0653	18,2
Gehirn, vorwiegend graue Substanz	84,5	0,0613	19,5
Gehirn, vorwiegend weiße Substanz	85,35	0,0417	24,1
Muskulatur	85,25	0,0417	24,1

Tabelle 1: Schwächungskoeffizienten der Kobalt-60-Strahlung bezogen auf Luft, gemessen bei FHA 65 cm, Feldgröße 3,5 x 2,5 cm (nach BOTTLER u. LÖHR).

Die Maße des Phantoms betrugen: obere Fläche 30 x 12 cm, untere Fläche 30 x 7,5 cm, Höhe 29,4 cm.

Die schräge Seite des Phantoms war um 15° geneigt, da nach Angaben von MARKUS u. PAUL (1953) bei geringerem Neigungswinkel der Filmebene zur Einstrahlungsrichtung die Filmschwärzung beeinflusst werden soll.

3. Bleikeil

Es wurde ein harmonischer Bleikeil, dessen Winkel 15° betrug, verwendet.

4. Bestrahlungsanordnung

Vor dem Einschieben der Halterung mit dem Bleikeil in den Strahlerkopf wurde das Feld mit Hilfe eines

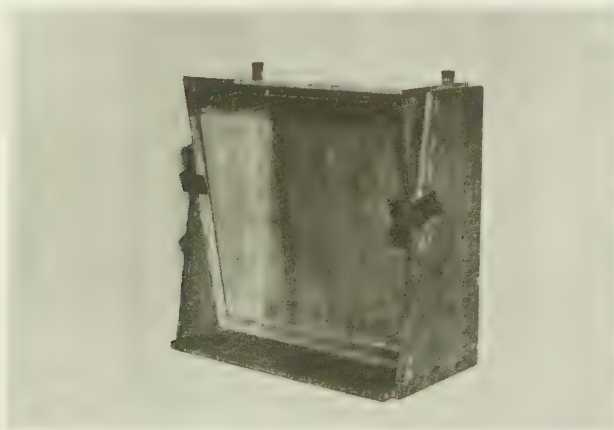


Abb. 7: Plexiglasphantom mit um 15° geneigter Filmebene.

zum Gammatron 1 gehörigen Lichtvisiers auf der Phantomoberfläche eingestellt. In allen Bestrahlungen betrugen Feldbreite und Feldlänge 6 cm auf der Oberfläche des Phantoms bei konstantem Fokus-Phantomabstand von 60 cm.

Zur Untersuchung von 7 Zweifelderkombinationen wurden folgende Anordnungen getroffen: Bei 9 Feldern traf der Zentralstrahl senkrecht auf die Phantomoberfläche. Für 3 Felder wurde der Zentralstrahl in Richtung der Feldbreite um -10° und für weitere 2 Felder um -20° geneigt. Die Zusammenstellung von jeweils 2 geeigneten Feldern wird weiter unten erläutert.

Nach Einstellung des Einstrahlwinkels und des Feldes wurde die Halterung mit dem Bleikeil in den dafür vorgesehenen Wechselrahmen am Strahlerkopf des Gammatron 1 geschoben und eingerastet. Der Keil wurde in seiner Halterung so verschoben, daß sein dünnes Ende mit dem äußeren Halbschatten des Feldes genau abschloß. In dieser Position wurde er dann mit einer

Schraube fixiert. In Abb. 8 ist die Bestrahlungsanordnung dargestellt.

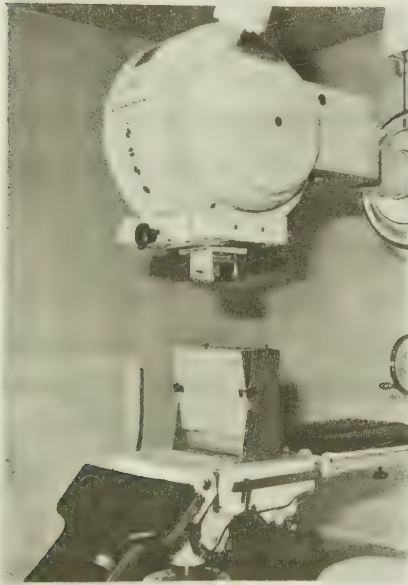


Abb. 8: Bestrahlungsanordnung am Gammatron 1

5. Isodosenermittlung mit Hilfe der Film- dosimetrie

Die Ausmessung der Isodosen, welche sich aus zwei Einstrahlungen zusammensetzen, erfolgte mit Hilfe der Filmdosimetrie. Die verwendete Methode zur Herstellung von Isodosenkurven bei Kobalt-60-Phantommessungen wurde von MAUDERLI u. MITARB. (1960) entwickelt und später noch einmal von DU MESNIL DE ROCHEMONT u. MITARB. (1962) bestätigt.

a Strahlenexposition der Filme

Für jede Bestrahlung wurde ein in lichtundurchlässiges Papier verpackter Film an der schräg abfallenden Phantomfläche dicht anliegend befestigt. Dabei war darauf zu achten, daß der breite Filmrand genau mit der Phantomoberfläche abschloß. Die rückwärtige Filmfläche blieb frei von Material, weil nur in diesem Fall die Filmschwärzung der Dosis proportional ist (MAUDERLI 1960). Es wurden Mikrotestfilme der Firma Adox verwendet, die sich bei 5 Minuten Entwicklungszeit bis zur Schwärzung $S = 0,7$

als ausreichend dosisproportional erwiesen. Die Expositionszeit betrug 10 Sekunden und für einen kleinen Teil der Filme 5 Sekunden.

b. Vorgehen beim Photometrieren

Von den strahlenexponierten und entwickelten Filmen wurden unter Verwendung eines Leuchttisches und Transparentpapiers Schablonen angefertigt. Auf dem Papier wurden die Begrenzungen des Strahlenkegels und der mit Hilfe der Winkelhalbierenden ermittelte Zentralstrahl aufgezeichnet. Die Schablonen ermöglichten es, daß jeweils 2 Filme, entsprechend 2 Stehfeldern, einem parietalen und einem temporalen, so übereinander befestigt werden konnten, daß die Zentralstrahlen sich in einer Tiefe von 10 cm (6 cm) und einem temporalen Abstand von 6 cm unter einem Winkel von 70, 80 oder 90° schnitten.

In allen Fällen war jeweils der Film, der dem Parietalfeld entsprach, 10 Sekunden bestrahlt worden. Von den entsprechenden Filmen für das Tempo-

ralfeld waren 4 Filme ebenfalls 10 Sekunden belichtet worden und die restlichen 3 nur 5 Sekunden.

Die superponierten Filme (Abb. 9) wurden an einer mit rechteckigen Löchern ausgestatteten Rasterplatte aus Aluminium befestigt, welche mit einem rechtwinkligen Koordinatensystem versehen wurde und Messungen im Abstand von 1,2 cm erlaubte.

Die relative Lage der superponierten Filme zu dem Raster wurde dadurch fixiert, daß den am oberen Rand der Filme markierten Eintrittspunkten der Zentralstrahlen jeweils ein Paar von Koordinaten des Rasters zugeordnet wurden.

Die Photometrierung erfolgte mit einem Wechsellichtphotometer (Abb. 10).

c. Voraussetzungen zur Ermittlung von Isodosenkurven aus Filmschwärzungen

Ausgehend von dem WEBER-FECHNER'SCHEN GESETZ, welches besagt, daß subjektive Sinneseindrücke mit dem

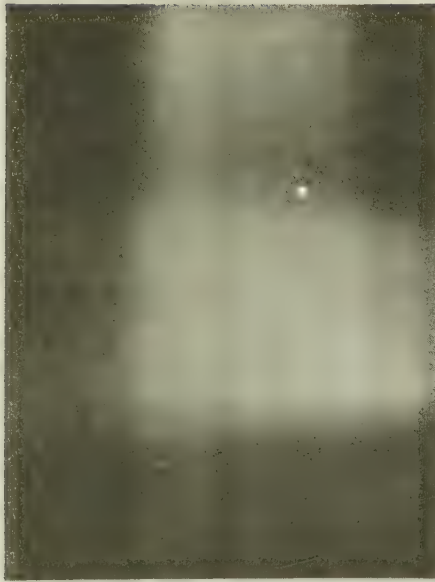


Abb. 9: Superposition von 2 bestrahlten Filmen unter einem Winkel von 90° .

Logarithmus der objektiven Reizeinwirkung zunehmen, wird die Filmschwärzung als dekadischer Logarithmus des Verhältnisses von einfallender zu durchgelassener Lichtintensität definiert (GLOCKER u. MACHERAUCH 1965).

Schwärzungen superponierter Filme sind nur dann addierbar zur Ermittlung von Isodosenkurven, wenn zwischen Filmschwärzung und Dosis Linearität besteht. Die benutzten Adox-Mikrotestfilme erwiesen sich als ausreichend dosisproportional.

Ferner ist die Gültigkeit des BUNSEN-ROSKOE'SCHEN GESETZES vorauszusetzen, wonach gleiches Dosis-Zeit-Produkt gleiche Schwärzungen erzeugt. Im Bereich der verwendeten energiereichen Strahlung und der Bestrahlungszeiten von 5 oder 10 Sekunden ist die Abhängigkeit der Schwärzung von der Expositionszeit (SCHWARZSCHILD-EFFEKT) nach BECKER (1962) zu vernachlässigen. Jede Änderung der Expositionszeit führt zu einer proportionalen Filmschwärzungsänderung. Daraus folgt, daß ein nur die halbe Zeit strahlenexponierter Film auch nur die halbe Schwärzung zeigt.

Infolge der Addierbarkeit von Filmschwärzungen läßt sich die Dosisverteilung im Herdgebiet berechnen (LOEVINGER u. SPIRA 1957).

d. Durchführung der Isodosenermittlung aus
Filmschwärzungen

Zunächst wurde die Filmschwärzung bestimmt, für die definitionsgemäß die Gleichung

$$S = \lg \frac{I_o}{I_d}$$

gilt, wobei I_o die Grundschwärzung bedeutet, gemessen an einer nicht strahlenexponierten Stelle der superponierten Filme. Mit I_d wird die Lichtdurchlässigkeit der Filme im Bereich der Strahlenfelder bezeichnet.

Dann wurde die relative Tiefendosis für alle durch die Löcher des Rasters gemessenen Punkte bestimmt nach der folgenden Gleichung:

$$\frac{S(x)}{S_{\max}(y)} \cdot 100 = Z \%$$

$S(x)$ ist die Schwärzung der Filme in irgend einem Punkt 'x', $S_{\max}(y)$ die tiefste Schwärzung im Punkt 'y' im Strahlenfeld und das daraus resultierende Zahlenverhältnis, mit 100 multipliziert, die prozentuale Tiefendosis Z im Punkte 'x'.

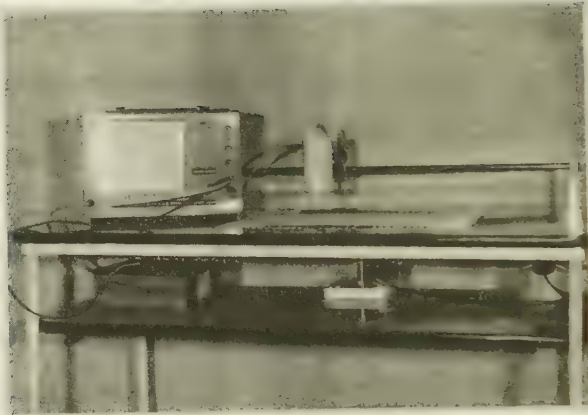


Abb. 10: Verwendeter Photometriertisch. Photozelle mit darunterliegendem Raster in der Mitte des Tisches, Röhrenvoltmeter links oben.

Das Koordinatensystem des Rasters war maßstabgerecht auf Millimeterpapier übertragen worden. Es konnte nun für jeden Punkt 'x' der Wert für die relative Tiefendosis eingetragen werden.

Alle Punkte gleicher relativer Tiefendosis wurden miteinander verbunden.

Die damit gewonnenen Isodosenkurven wurden auf einen Schädellängsschnitt übertragen und sind in Abb. 11 - 17 dargestellt.

Die 100 %-Isodose entspricht dem Dosismaximum in der Tiefe. Ferner sind die Isodosen für 90, 80, 70, 60 und 50 % eingetragen.

Zur Orientierung über die Tiefenausdehnung der Isodosenkurven im Schädel wurde beiderseits die Projektion der Orbita mit gestrichelten Linien in den Schädellängsschnitt eingezeichnet.

Angenommene Herdtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6×6 cm

Bleikeil 15° , FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 70°

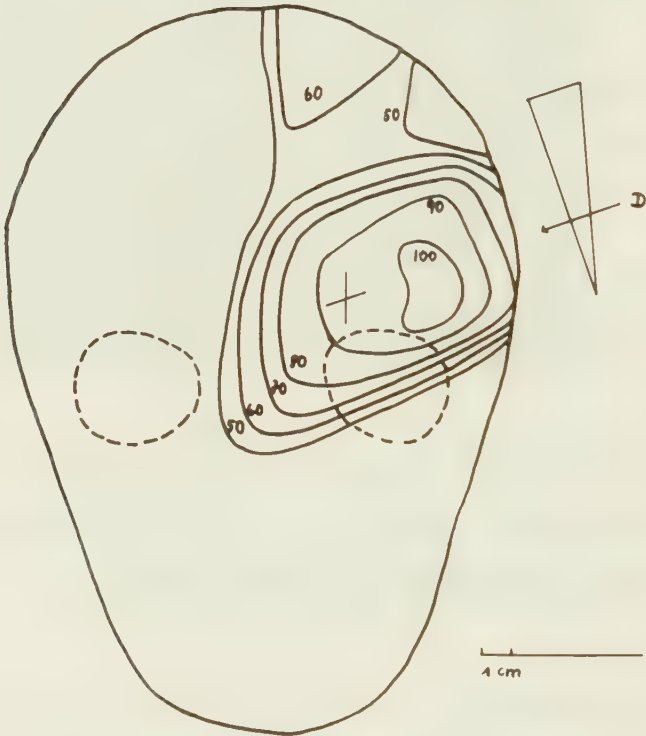
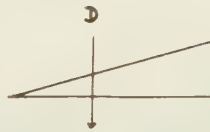


Abb. 11: Isodosenverlauf bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 70° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6×6 cm, FHA 60 cm, 15° -Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0° , volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 70° , volle Dosis.

Angenommene Hardtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6×6 cm

Bleikeil 15° , FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 80°

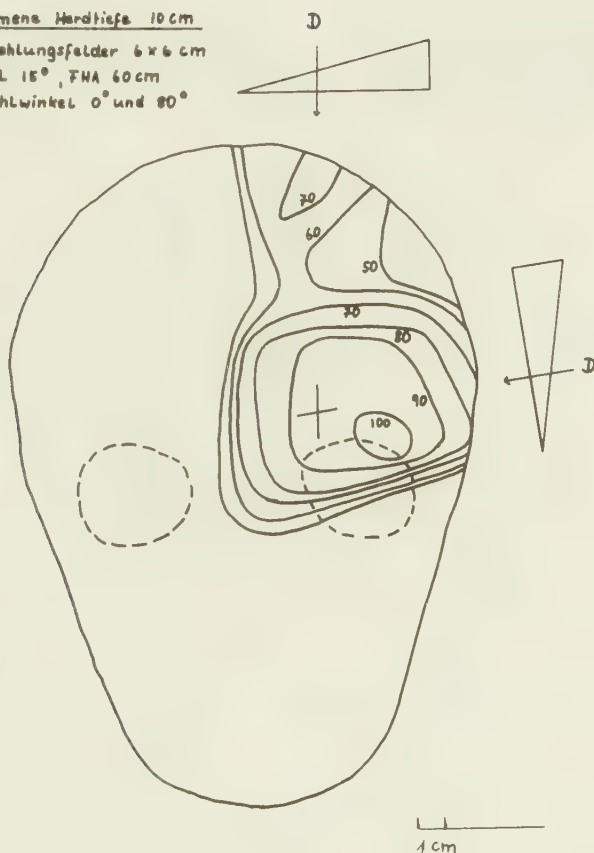


Abb. 12: Isodosenverlauf bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 80° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6×6 cm, FHA 60 cm, 15° -Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0° , volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 80° , volle Dosis.

Angenommene Herdtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6x6 cm

Bleikeil 15°, FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 90°

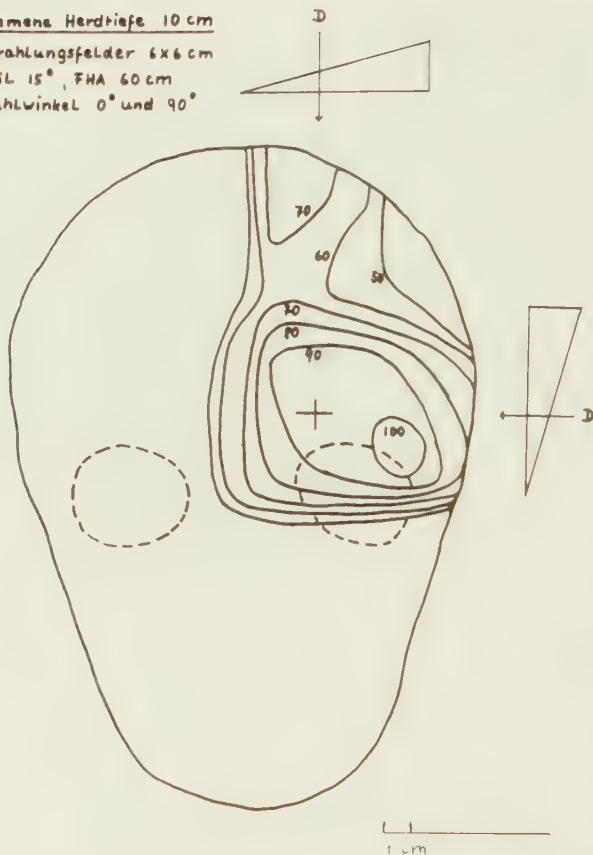


Abb. 13: Isodosen bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 90° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6 x 6 cm, FHA 60 cm, 15°-Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0°, volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 90°, volle Dosis.

Angenommene Herdtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6x6 cm

Bleikeil 15°, FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 70°

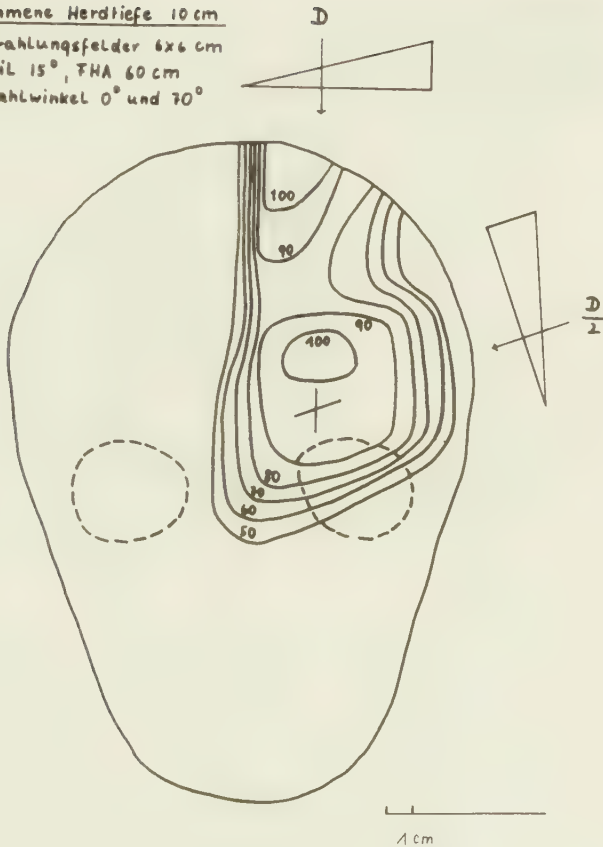


Abb. 14: Isodosen bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 70° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6 x 6 cm, FHA 60 cm, 15°-Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0°, volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 70°, halbe Dosis.

Angenommene Herdtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6x6 cm

Bleikeil 15°, FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 80°

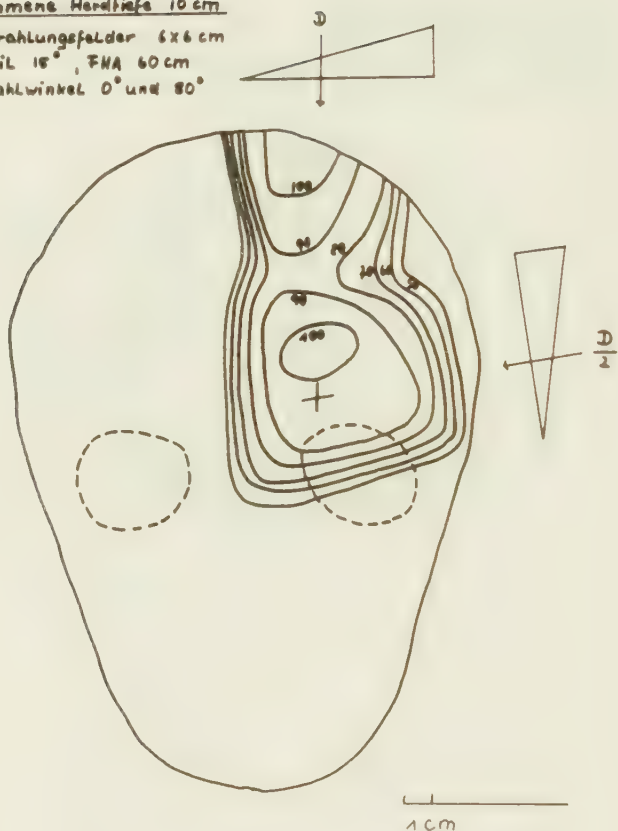


Abb. 15: Isodosen bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 80° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6 x 6 cm, FHA 60 cm, 15°-Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0°, volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 80°, halbe Dosis.

Angenommene Herdtiefe 10 cm

2 Bestrahlungsfelder 6×6 cm

Bleikeil 15° , FHA 60 cm

Einstrahlwinkel 0° und 90°

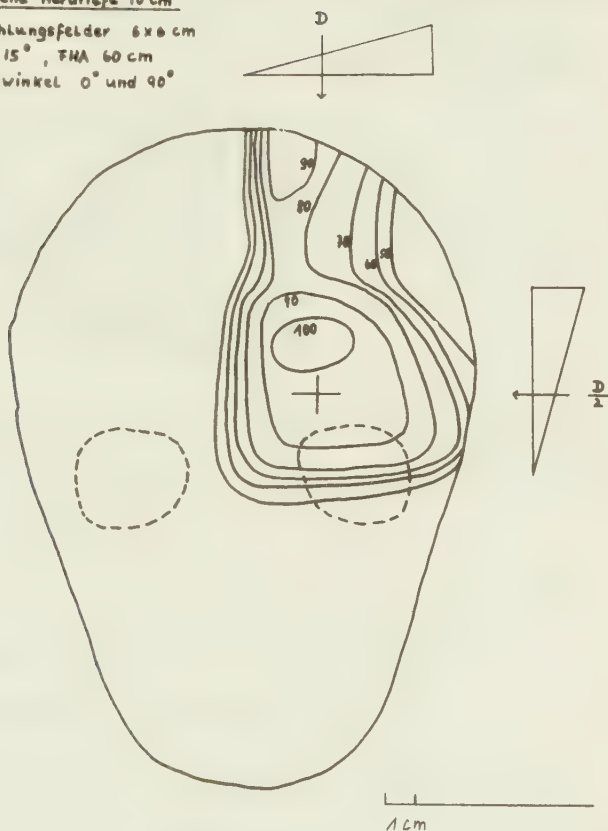


Abb. 16: Isodosen bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 90° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 10 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6×6 cm, FHA 60 cm, 15° -Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0° , volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 90° , halbe Dosis.

Angenommene Herdtiefe 6 cm
2 Bestrahlungsfelder 6 x 6 cm
Bleikeil 15°, FHA 60 cm
Einstrahlwinkel 0° und 80°

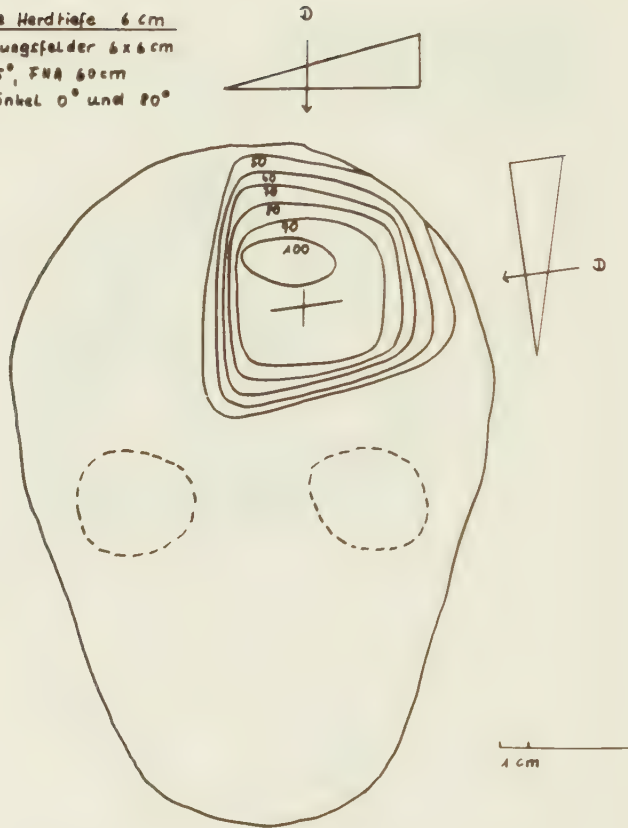


Abb. 17: Isodosen bei Kobalt-60-Bestrahlung über 2, im Winkel von 80° zueinander geneigten Feldern mit Zentrierung auf 6 cm Tiefe und 6 cm temporalem Abstand (Feldgröße 6 x 6 cm, FHA 60 cm, 15°-Bleikeil).

Parietalfeld: Einstrahlwinkel 0°, volle Dosis.

Temporalfeld: Einstrahlwinkel 80°, volle Dosis.

III. Ergebnisse und Diskussion

Die Bestrahlungsanordnungen wurden von der Forderung bestimmt, daß ein Tumor in 10 cm Tiefe (für einen Fall in 6 cm Tiefe) bei einem seitlichen Abstand von 6 cm mit einer ausreichenden und homogenen Dosis belastet werden und gleichzeitig der Dosisabfall zum gesunden Gewebe möglichst steil sein sollte.

Die Bestrahlungen erfolgten über je ein temporales und ein parietales Feld von 6 x 6 cm mit 15°-Bleikeil bei FHA 60 cm.

1. Ergebnisse für die Dosisrelation 1:1 von Parietal- zu Temporalfeld

In einer 1. Gruppe wurde der Neigungswinkel der mit Volldosis belasteten Felder zueinander verändert. Die Bestrahlung des Parietalfeldes erfolgte in allen Fällen aus 0°, variiert wurde der Einstrahlwinkel für

das Temporalfeld, nämlich 70° , 80° und 90° . Die Dosisverteilung bei Anwendung der genannten Bestrahlungsanordnung zeigen die Abbildungen 11 - 13.

Die 100 %-Isodose wird mit steigendem Winkel kleiner, wandert in den Grenzen von 1,5 - 2,5 cm immer mehr nach temporal-caudal aus und liegt zum Teil außerhalb des Feldüberschneidungsbereiches.

Die 90 %-Isodose ist bei den drei Bestrahlungsanordnungen etwa gleich groß und umfaßt hauptsächlich den temporalen Anteil der Feldüberschneidungszone. Eine Auswanderung nach temporal mit zunehmendem Winkel ist nicht zu beobachten.

Die 80 %-Isodose verläuft in allen 3 Fällen weitgehend parallel zu der 90 %-Isodose. Sie ist allseitig geschlossen und bleibt cranial und caudal innerhalb der Grenzen der Feldüberschneidung. Der Abstand zur medialen Begrenzung beträgt 1 cm.

Die 70 %-Isodose ist bei allen drei Bestrahlungsanordnungen nach temporal geöffnet. Sie umschließt die 80 %-Isodose ziemlich eng und überschreitet die Grenze der Feldüberschneidung nur geringfügig.

Die 60 %-Isodose ist ebenfalls in allen Fällen nach temporal und mit zunehmendem Winkel auch nach parietal geöffnet. Sie verläuft medial genau am Rande der Feldüberschneidung, nach caudal überschreitet sie denselben um 0,5 cm.

Die 50 %-Isodose umschließt bei allen 3 Bestrahlungsanordnungen die 60 %-Isodose dicht und ist sowohl nach parietal als auch nach temporal geöffnet. Medial überschreitet sie in allen Fällen die Feldüberschneidungszone um etwa 0,5 cm, caudal um 0,8 cm.

Die dargelegten Vergleiche der Dosisverteilung zeigen, daß sich durch Veränderung des Neigungswinkels der beiden Keilfelder zueinander die Isodosenverläufe nicht nennenswert beeinflussen lassen. Bei den 3 untersuchten Bestrahlungsanordnungen liegen die Isodosen für 100 %, 90 % und 80 % mit ihrem Schwer-

punkt in dem temporalen und caudalen Anteil der Feldüberschneidungszone. Das gesunde Gewebe, welches im Bereich der Einstrahlung über das Parietalfeld liegt, wird maximal mit einer Dosis von 70 % belastet. Die unerwünschten Dosis spitzen außerhalb des Herdgebietes treten nicht auf.

2. Ergebnisse für die Dosisrelation 2:1 von
Parietal- zu Temporalfeld

In einer 2. Gruppe wurde, unter Beibehaltung derselben Bestrahlungsanordnung wie in Gruppe 1 das Temporalfeld jeweils unter einem Winkel von 70° , 80° oder 90° nur mit der halben Dosis bestrahlt, während die Parietalfelder in allen Fällen die volle Dosis erhielten. Die so gewonnenen Isodosenkurven sind in den Abbildungen 14 - 16 dargestellt.

Die 100 %-Isodose ist, unabhängig vom Neigungswinkel der Felder zueinander, gleich groß und liegt innerhalb des Überschneidungsbereiches der Felder etwa 1 cm cranial des Schnittpunktes der Zentral-

strahlen. Zusätzlich findet sich in den Fällen bei Einstrahlung von 70° und 80° über das Temporalfeld noch eine parietal geöffnete 100 %-Isodose mit einer Tiefenausdehnung von 2,7 cm.

Die 90 %-Isodose zeigt bei allen drei Bestrahlungsanordnungen gleiche Größe und Form. Nach temporal bleibt sie weitgehend in den Grenzen der Feldüberschneidung. Dafür erfolgt eine Ausdehnung nach medial und cranial. Die zusätzlich nach parietal geöffnete 90 %-Isodose nimmt mit steigendem Winkel in ihrer Tiefenausdehnung ab.

Die 80 %-Isodose umschließt in einem Abstand von 0,6 - 1 cm genau die 90 %-Isodose. Sie ist in allen Fällen nach parietal geöffnet.

Die 70 %-Isodose verläuft mit geringem Abstand weitgehend parallel zu der vorigen. Sie ist bei allen 3 Fällen nach cranial geöffnet.

Die 60 %-Isodose fällt in ihrem Verlauf medial und caudal fast mit der Grenze der Feldüber-

schneidungszone zusammen und ist in allen Fällen nach parietal geöffnet.

Die 50 %-Isodose ist nach cranial und bei Verwendung des um 90° zum Parietalfeld geneigten Temporalfeldes zusätzlich nach temporal geöffnet. Sie entspricht weitgehend der Begrenzung der Feldüberschneidung.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß sich bei Einstrahlung der halben Dosis über das Temporalfeld, weitgehend unabhängig vom Neigungswinkel der felder zueinander, das Dosismaximum nach medial und cranial verlagern läßt. Dafür muß jedoch eine größere Strahlenbelastung des Hirngewebes, welches sich im Einstrahlungsbereich des Parietalfeldes befindet, in Kauf genommen werden. Sie beträgt maximal 100 %.

3. Ergebnis bei Zentrierung von parietalem und temporalem Feld auf 6 cm Herdtiefe

Zusätzlich wurde noch ein Fall untersucht, bei dem

ein Tumor in 6 cm Tiefe bei 6 cm temporalem Abstand lokalisiert sein sollte.

Die Bestrahlung wurde entsprechend den Anordnungen von Gruppe 1 durchgeführt, wobei der Neigungswinkel des Temporalfeldes zum Parietalfeld 80° betrug und die Zentrierung auf 6 cm Gewebetiefe erfolgte. Beide Felder wurden mit Volldosis belastet. In Abbildung 17 ist die Dosisverteilung bei Anwendung der beschriebenen Bestrahlungsanordnung dargestellt.

Die 100 %-Isodose ist queroval, relativ klein und liegt im cranialen Bereich der Feldüberschneidungszone.

Sie wird umschlossen von einer großen und gleichmäßig geformten 90 %-Isodose, die medial und caudal mit einem Abstand von maximal 1 cm innerhalb der Feldüberschneidungsgrenze verläuft, während sie cranial und temporal fast mit derselben zusammenfällt.

Diese Tendenz einer Verlagerung des Schwerpunktes der Isodosenausdehnung nach cranial und temporal ist auch bei den Isodosen für 80 %, 70 %, 60 % und 50 % zu beobachten. Nach medial und caudal wird die 90 %-Isodose von den Isodosen für 80 %, 70 %, 60 % und 50 % sehr eng umfaßt, wobei die 50 %-Isodose weitgehend innerhalb der Grenzen der Feldüberschneidung bleibt. Nach cranial und temporal überschreitet bereits die 80 %-Isodose den Feldüberlagerungsbereich um etwa 0,5 cm.

Die 50 %-Isodose verläuft, allseits geschlossen, sowohl parietal als auch temporal etwa 2 cm außerhalb der Überschneidungszone der Felder.

Wegen der exzentrischen und relativ oberflächennahen Lage des Tumors ist das Volumen des gesunden Gewebes im Einstrahlungsbereich der beiden Felder gering. Die Strahlenbelastung beträgt an der Oberfläche beider Felder unter 50 % und steigt erst 1,7 cm außerhalb der Feldüberschneidungsgrenze auf 70 % an.

4. Vergleich der 3 Gruppen

Die Bestrahlungsanordnungen der Gruppe 1, entsprechend Abb. 11 - 13, sind geeignet zur Behandlung von Hirntumoren, deren Hauptvolumen schläfenah gelegen ist. Die lateralen Tumoranteile werden mit Sicherheit von der 85 %-Isodose umfaßt.

Die Bestrahlungsanordnungen der Gruppe 2 (Abb. 14 - 16) bieten eine gleichmäßige und ausreichend hohe Dosisverteilung für Tumoren, deren Wachstum mehr nach medial und cranial erfolgt.

Die Bestrahlungsanordnungen der Gruppe 3, entsprechend einem Sonderfall (Abb. 17), ermöglichen eine sehr günstige Dosisanpassung an einen schläfen- und oberflächennah gelegenen Gehirntumor.

Für alle 3 Gruppen ist die Forderung nach steilem Dosisabfall außerhalb des Feldes erfüllt. Durch die Wahl der Felder wird eine Schädigung der Augenlinse vermieden.

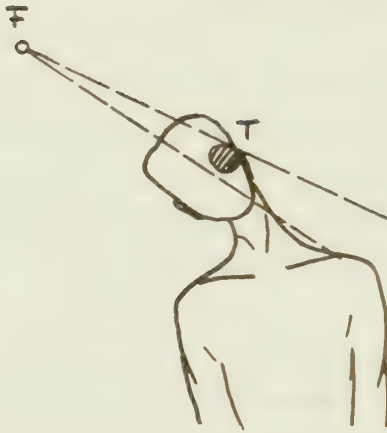


Abb. 18: Kopfhaltung des liegenden Patienten bei Bestrahlung über das Parietalfeld.

F = Strahlenquelle, T = Tumor hinter der linken Orbita.

Es ist zweckmäßig, den Kopf während der Bestrahlung des parietalen Feldes am liegenden Patienten nach lateral gegen die andere Schulter (tumorfreie Seite) zu neigen. Dadurch wird das Rückenmark aus dem direkten Einstrahlungsbereich des Parietalfeldes verlagert und somit weitgehend vor der Strahlenschädigung geschützt (Abb. 18).

C. Zusammenfassung

Die Strahlenbehandlung von Hirntumoren macht wegen der geringen Radiosensibilität der meisten Geschwulstformen die Verabreichung hoher Herddosen in fraktionierten Serien erforderlich. Zugleich ist das gesunde Hirngewebe in weit höherem Maße strahlenempfindlich als früher angenommen. Eine strahlentherapeutische Methode zur Behandlung von Hirntumoren ist deswegen um so erfolgversprechender und wertvoller, je exakter die Anpassung der Dosisverteilung an das Tumolvolumen erfolgt, und zwar unter möglichst großer Schonung des gesunden Hirngewebes.

Mit der konventionellen Röntgentherapie ließen sich bei Verwendung von Stehfeldern unter Kreuzfeuerbedingungen oder von Bewegungsbestrahlung ausreichende Herddosen erzielen. Die Forderung nach Schonung des gesunden Gewebes konnte jedoch nicht erfüllt werden.

In dem Bestreben, Nebenwirkungen zu vermeiden, wie sie bei der perkutanen Röntgenbestrahlung auftraten, wurden radioaktive Isotope postoperativ zur Kontaktbestrahlung in die Resektionshöhle eingebracht. Dadurch wird das strahlenempfindliche Gewebe zwar geschont, aber es besteht die Gefahr, daß wegen der geringen Reichweite der Bestrahlung Tumorreste nicht erfaßt werden.

Die Einführung der Therapie mit ultraharten Strahlen brachte für die Behandlung von Hirntumoren wesentliche Vorteile. Die hohe relative Tiefendosis, der hautschonende Aufbaueffekt und die gleichmäßige und geringere spezifische Absorption in unterschiedlich dichten Geweben ermöglichen weitgehend die Erfüllung der Forderung nach Dosiskonzentration auf den Tumor unter Schonung des gesunden Gewebes.

Mit Hilfe von Isodosenmessungen am Phantom bei Telekobaltbestrahlung mit zusätzlichen Bleikeilen wurden Bestrahlungsanordnungen auf ihre Zweckmäßigkeit für die Behandlung von Hirntumoren geprüft. Dabei interessierte nur der parieto-temporale Bereich hinter der

Orbita, in dem häufig Großhirntumoren lokalisiert sind. Da diese Tumoren wegen ihrer exzentrischen Lage und ihrer Größe nicht mit der Bewegungsbestrahlung anzugehen sind, wurden die Bestrahlungen über 2 Stehfelder, ein parietales und ein temporales, vorgenommen (Feldgröße 6 x 6 cm, FHA 60 cm, 15°-Bleikeil).

In einer 1. Gruppe wurde der Neigungswinkel der mit Volldosis belasteten Felder zueinander verändert, wobei die Bestrahlung des Parietalfeldes konstant unter 0° erfolgte, während der Einstrahlwinkel für das Temporalfeld variierte, nämlich 70°, 80° und 90°. Weitgehend unabhängig von dem Neigungswinkel der Felder zueinander ist das Dosismaximum im temporalen und caudalen Bereich der Feldüberschneidung lokalisiert. Die Bestrahlungsanordnungen der 1. Gruppe sind zur Behandlung schläfennah gelegener Tumoren geeignet.

In der 2. Gruppe wurden, unter Beibehaltung der Bestrahlungsanordnungen von der Gruppe 1, die Temporalfelder jeweils nur mit der halben Dosis belastet, während die Parietalfelder die volle Dosis erhielten.

Diese Bestrahlungsanordnungen bieten eine günstige Dosisverteilung für Tumoren, deren Wachstum mehr nach medial und cranial erfolgt.

Ein zusätzlich untersuchter Fall, bei dem die Bestrahlung mit Volldosis aus 0° über das Parietalfeld und aus 80° über das Temporalfeld bei Zentrierung auf 6 cm Tiefe durchgeführt wurde, zeigt eine günstige Dosisanpassung an das angenommene Tumorgebiet. Die Strahlenbelastung an der Oberfläche beider Felder liegt unter 50 %.

In allen 7 untersuchten Fällen erweist sich der Dosisabfall zum gesunden Gewebe als ausreichend steil. Zusätzlich wird durch die Wahl der Felder eine Strahlenschädigung der Augenlinse vermieden. Das Rückenmark kann vor einer Mitbestrahlung über das Parietalfeld weitestgehend dadurch geschützt werden, daß man den Kopf des Patienten nach lateral gegen die andere Schulter (tumorfreie Seite) neigt.

L i t e r a t u r

=====

1. BECKER, K.: Filmdosimetrie, Springer-Verlag,
Berlin, Göttingen, Heidelberg 1962
2. BECKER, J. und H. KUTTIG: Gezielte Anwendung einiger
Bestrahlungsmethoden in der Telekobalt-
therapie
- Radiol. Austriaca 13 (1963) 7
3. BERG, N.O., C.H. HAKASSON und M. LINDGREN:
Klinische und biologische Gesichtspunkte zur Strahlentoleranz des
Hirngewebes
- Radiologe 4 (1964) 194
4. BIRKNER, R., G. POHLE und D. PUPPE:
Zur Dosimetrie für die Telekobalt-
therapie
- Strahlentherapie 126 (1965) 1
5. BODEN, G.: - zit. nach (3)
6. BOMPIANI, C.: Il comportamento delle linee d'iso-
dose nell'incidenza obliqua dei
fasci delle radiazioni in tele-
gammaterapia con Co-60
- Radiologia (Roma) 12 (1957) 10 13

7. BOTTLER, E. und E. LÖHR:
Messungen des Isodosenverlaufes
bei Kobalt-60-Pendelbestrahlung
an einem Schädelphantom
- Strahlentherapie 115 (1961) 326
8. BRODA, E.:
Radiokobalt als therapeutische
Strahlenquelle
- Der Krebsarzt 8 (1953) 31
9. BUSH, F.:
Rotational roentgen therapy in the
horizontal Plane. III. Theoretical
considerations
- Acta radiol. 31 (1949) 308
10. BUTTENBERG, H.: Zur Dosisverteilung bei der Tele-
kobalt-Bewegungsbestrahlung der
Hypophyse
- Radiobiol. Radiother. 5 (1964) 407
11. COCCHI, U.:
Die Wirkung der Strahlentherapie
auf Hirngeschwülste vom klinischen
Standpunkt aus gesehen
- Dtsch. med. Wschr. 84 (1959) 1333
12. COCCHI, U.:
Die Bestrahlung von Hirntumoren
- Sdbde. zur Strahlentherapie 52
(1963) 34

13. COHEN, M., J.E. BURNS und R. SEAR:
Physical aspects of cobalt-60
teletherapy using wedge filters
(Physical investigations)
- Acta radiol. (Stockh.) 53
(1960) 401
14. COHEN, M., J.E. BURNS und R. SEAR:
Physical aspects of cobalt-60
teletherapy using wedge filters
(Dosimetric considerations)
- Acta radiol. (Stockh.) 53
(1960) 486
15. DITTRICH, W.: Biologische Grundlagen der Supere-
volttherapie. In: Die Supere-
volttherapie
Hrsg. J. BECKER und G. SCHUBERT,
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1961
16. EICHHORN, H.J.: Die Bedeutung neuer Strahlenquali-
täten (Betatron u. Kobaltbombe) in
der Röntgentherapie für die Behand-
lung der Geschwulstkrankheiten
- Das deutsche Gesundheitswesen 2
(1956) 1636
17. ELLIS, F., C. LEWIS, R. OLIVER und E. HALL:
High energy beams-optimal compen-
sation for variations in skin contour
- 9. Int. Congr. Radiol. 2 (1961) 844

18. FIEBELKORN, H.-J.: Strahlentherapie bei verschiedenen Tumorlokalisationen: Nervensystem
In: Lehrbuch der Strahlenheilkunde
Hrsg. R. du Mesnil de Rochemont
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart
1958
19. FLETCHER, G.H.: Clinical stationary field therapy with a cobalt-60 unit. (Part I)
- Amer. J. Roentgenol. 75 (1956) 91
20. FLETCHER, G.H., G.E. RICHARDSON, E.B. MOOR, J.M. MORGAN und A. COLE:
Clinical stationary field therapy with a cobalt-60 unit. (Part II)
- Amer. J. Roentgenol. 75 (1956) 117
21. FRISCHBIER, H.J. und H. KUTTIG:
Klinische Erfahrungen in der Therapie mit ultraharten Strahlen
- Der Radiologe 1 (1961) 252
22. FRISCHKORN, R. und W.A. LINDEN:
Möglichkeiten und Probleme von Ausgleichsfiltern bei der Kobalt-60-Teletherapie
- Sdbde. zur Strahlentherapie 55 (1964) 259.

23. VAN DE GEIJN, J.: A simple wedge filter technique
for cobalt-60-teletherapy
- Brit. J. Radiol. 35 (1962) 710
24. GLOCKER, R. und E. MACHERAUCH:
Röntgen- und Kernphysik für Medi-
ziner und Biophysiker
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1965
25. GROOM, A.C.: The design of wedge filters for
X-ray therapy
- Brit. J. Radiol. 24 (1951) 676
26. MÜLTBERG, S., O. DAHL, R. THORAEUS, K.J. VIKTER-
LÖF, R. WALSTAM:
Kobalt-60-Kilocurietherapie im
Radiumhemmet. Ausstattung, Technik
und Dosismessung
- Acta radiol. (Stockh.) Suppl. 179
(1959)
27. KAHR, E. und F. HEPPNER:
Zur Behandlung maligner Hirntu-
moren mittels Radiokobaltperlen
- Radiol. Austriaca 10 (1958) 55
28. KLAR, E.: Zur Behandlung maligner Hirnge-
schwülste mit radioaktivem Kobalt
- Acta neurochir. (Wien) Suppl. 3
(1956) 124

29. KLAR, E.: Zur Technik der kombinierten chirurgisch-radiologischen Behandlung beim Glioblastoma multiforme - Acta neurochir. (Wien) Suppl. 6 (1959) 165
30. KLAR, E., J. BECKER und K.E. SCHEER: Eine kombinierte chirurgisch-radiologische Behandlung bei Glioblastoma multiforme mit radioaktivem Kobalt-60 - Langenbecks Arch. u. Dtsch. Z. Chir. 280 (1954) 55
31. KRAUTZUN, K.: Ergebnisse der Konvergenzbestrahlung bei Hirntumoren - Strahlentherapie 101 (1956) 466
32. KUTTIG, H.: Die Telekobalttherapie der Tumoren im Schädel- und Halsbereich - Radiobiol. Radiother. 1 (1960) 43
33. KUTTIG, H.: Geschwülste des Zentralnervensystems
In: Die Supervolttherapie
Hrsg. J. BECKER u. G. SCHUBERT
Georg Thieme Verlag Stuttgart
1961

34. KUTTIG, H. und J. FRISCHBIER:
Zur Herddosisbestimmung und Dosis-
verteilung bei der Telekobalt-
Pendelbestrahlung
- Strahlentherapie 112 (1960) 251
35. KUTTIG, H. und W. HERBIG:
Die Anwendung von Keilfiltern in
der Telekobalttherapie
- Strahlentherapie 127 (1965) 336
36. LINDGREN, M.: On tolerance of brain tissue and
sensivity of brain tumors to
irradiation
- Acta radiol. (Stockh.) Suppl.
170 (1958) 57
37. LINDGREN, M.: Die Strahlenbehandlung der Hirn-
tumoren
- Sdbde. zur Strahlentherapie 61
(1965) 220
38. LOEVINGER, R. und J. SPIRA:
Dosimetry of multiple radiation
fields by superposition of photo-
graphie films
- Amer. J. Roentgenol. 77 (1957)
869

39. LÖHR, E.: Die Kobalt-60-Kleinfeld-Pendel-
bestrahlung der Hypophyse
- Strahlentherapie 118 (1962) 368
40. LUND, J.: - zit. nach 46
41. MARKUS, B. und W. PAUL:
Photographische Dosimetrie in
elektronenbestrahlten Körpern
- Strahlentherapie 92 (1953) 612
42. MAUDERLI, W., D.M. GOULD und J.W. LANE:
Film dosimetry of cobalt-60
radiation
Amer. J. Roentgenol. 83 (1960)
520
43. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R.:
Lehrbuch der Strahlenheilkunde
Ferdinand Enke Verlag Stuttgart
1958
44. DU MESNIL DE ROCHEMONT, R., H.J. VON HAASE,
G. G. HAGEMANN und D. RINGLEB:
Telekobalt- oder Hochvoltbe-
strahlung der Uteruskrebse
"Marburger Methode"
- Strahlentherapie 118 (1962)
170

45. MUNDINGER, F.: Eine einfache Methode der lokalisierten Bestrahlung von Großhirngeschwülsten mit radioaktivem Gold
- Münch. med. Wschr. 98 (1956) 22
46. MUNDINGER, F.: Beitrag zur Dosimetrie und Applikation von Radio-Tantal (Ta-182) zur Langzeitbestrahlung von Hirngeschwülsten
- Fortschr. Röntgenstr. 89 (1958) 86
47. MUNDINGER, F., H. NOETZEL und T. RIECHERT:
Erfahrungen mit der lokalisierten Bestrahlung von malignen Hirngeschwülsten mit Radioisotopen (Au, Ta)
- Acta neurochir. (Wien) Suppl. 6 (1959) 171
48. NADOLNY, G.: Ergebnisse der Pendelkonvergenzbestrahlung bei Hirntumoren
- Strahlentherapie 101 (1956) 458
49. RAUSCH, F.: Ergebnisse der Pendelkonvergenzbestrahlung bei Hirntumoren
- Strahlentherapie 101 (1956) 446

50. SCHOLZ, W.: Über die Empfindlichkeit des Gehirns für Röntgenstrahlen
- Klin. Wschr. 14 (1935) 189
51. SGALITZER, M.: Technik und Dosierung der Röntgenstrahlung bei intrakraniellen Erkrankungen
- Strahlentherapie 53 (1935) 3
52. STENDER, H.St. und G. HAGEMANN:
Erfahrungen und Methoden bei der Bewegungsbestrahlung mit Telekobalt
- Sdbde. zur Strahlentherapie 61 (1965) 169
53. SUNDBOM, L. und R. WALSTAM:
Bestrahlungsplanung in der Strahlentherapie
- Der Radiologe 4 (1964) 256
54. TULLEY, T.J.: Wedge filters for use with a 100-curie cobalt-60 teletherapy unit.
- Brit. J. Radiol. 29 (1956) 227
55. VĀDURA, F. und J. ZAMEČNÍK:
Telekobalttherapie bösartiger Geschwülste im Bereich von Kopf und Hals
- Radiobiol. Radiother. 5 (1964) 285

56. VIETEN, H.: Therapie mit ultraharten Strahlen
und schnellen Elektronen
- Der Radiologe 1 (1961) 19
57. WACHSMANN, F. und G. BARTH:
Die Bewegungsbestrahlung
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1953
58. WACHSMANN, F.: Über die mit ultraharten Strah-
lungen erreichbare Dosisverteilung
- Der Radiologe 1 (1961) 245
59. WEITZEL, G.: Ultraharte elektromagnetische
Strahlen
In: Die Supervolttherapie
Hrsg. J. BECKER und G. SCHUBERT
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1961
60. WENDE, S. und H.-J. HERMS:
Die Strahlentherapie der primären
Hirntumoren
- Strahlentherapie 122 (1963) 16
61. ZDANSKY, E.: Der heutige Stand der Telekobalt-
therapie.
- Radiol. clin. (Basel) 29 (1960) 334
62. ZEMAN, W.: Toleranzdosis des Hirngewebes bei
Röntgentiefenbestrahlung
- Strahlentherapie 81 (1950) 549

63. ZÜLCH, K.J.: Über die Strahlensensibilität
der Hirngeschwülste und die
sogenannte Strahlenspätnekrose
des Hirns
- Dtsch. med. Wschr. 85 (1960)
293
64. ZÜLCH, K.J.: Über die Strahlensensibilität
der Hirngeschwülste und die
sogenannte Strahlenspätnekrose
des Hirns
- 9. Int. Congr. Radiol. 1
(1961) 704

Meine akademischen Lehrer waren die Herren
Professoren und Dozenten:

Freiburg i. Br.

Bätzner, Brauer, Doll, Eschler, Fischer, Fleckenstein,
Gerlach, Goerttler, Göpfert, Grundmann, Haas, Hahn,
Hassenstein, Holzer, Keller, Klöss, König, Krautwald,
Kröger, Lüdtkke, Lüttringhaus, Mohr, Noetzel, Puff, Rehm,
Rose, Schmidt, Schubothe, Staubesand, Steim, Wöhler,
Zollinger.

Berlin

von Herrath.

Wien

Deutsch, Fuchsig, Husslein, Jesserer, Lindner, Novotny,
Obiditsch-Mayer, Tappeiner.

Marburg

Berendes, Bommer, Buchholz, Gedigk, Hildebrandt, Jacob,
Linneweh, Mann, du Mesnil de Rochemont, Martini, Neu-
bauer, Poetschke, Schiff, Schleyer, Schlosser, Schmid,
Schwaiger, Siegert, Straub, Streicher, Würterle.

Dem Direktor der Universitäts-Strahlenklinik Marburg,
Herrn Prof. Dr. med. R. du Mesnil de Rochemont,
danke ich, daß mir zur Ausführung der Versuche sämt-
liche Hilfsmittel uneingeschränkt zur Verfügung
standen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Doz. Dr. R. Schneider
und Herrn Dipl. Phys. G. Hagemann für die freundliche
Überlassung des Themas und die Anleitung bei der
Durchführung der Arbeit.

Lebenslauf

Am 30. August 1940 wurde ich als Tochter des Kapitän-Leutnant Ing. Bernhard Klaunig und seiner Ehefrau Emilie, geborene Schenk, in Gotenhafen/Westpreußen geboren. Seit dem 15. Mai 1943 wurde mein Vater mit dem U-Boot im Atlantik vermißt, und im März 1944 erfolgte seine Todeserklärung. Im November 1944 mußten meine Mutter und ich Gotenhafen verlassen. Nach vorübergehendem Aufenthalt in Gladbeck i.W. lebten wir von Ende 1944 bis 1958 in Külbach, einer kleinen Ortschaft im Oberbergischen Kreis. Von 1947 bis 1951 besuchte ich die zweiklassige Volksschule im Nachbardorf Berg und wechselte Ostern 1951 über zum Hollenberg-Gymnasium zu Waldbröl. 1958 zogen wir um nach Gladbeck i.W. Dort legte ich am Städt. Neuspr. Mädchengymnasium am 2.3.1961 die Reifeprüfung ab. Im SS 1961 begann ich mein Medizinstudium an der Albert-Ludwigs-Universität in Freiburg, wo ich bis zum SS 1964 einschließlich immatrikuliert war. Dort bestand ich am 11.4.1962 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung mit "gut". Im März/April 1963 absolvierte ich als Nebenhörerin den 2. Präparierkurs an der Freien Universität Berlin. Die Ärztliche Vorprüfung bestand ich, ebenfalls in Freiburg, am 23.4.1964 mit "gut". Im WS 1964/65 setzte ich mein Studium an der Universität Wien fort. Vom SS 1965 bis WS 1967 einschließlich studierte ich an der Philipps-Universität in Marburg. Dort bestand ich am 3.8.1967 das Medizinische Staatsexamen mit "gut".

